

ALI

JIKA63-62102

(B)

1. Title of the Invention

BLOOD PRESSURE MONITORING DEVICE

2. Claim

A blood pressure monitoring device to repeatedly determine blood pressures based on the changes in magnitude of pulse synchronizing waves which are obtained by giving a pressure on a certain part of a living body, and to display the blood pressure measurements, comprising:

a display means which allows the blood pressure measurements to be represented in a two-dimensional coordinate system comprising a time axis and another axis representing the magnitude of blood pressures, in a trend-indicating manner.

公開実用 昭和63-62102 AL1

5

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 実用新案出願公開

⑪ 公開実用新案公報(U)

昭63-62102

⑫ Int. Cl. *

A 61 B 5/02

識別記号

3 3 8

庁内整理番号

A-7437-4C

⑬ 公開 昭和63年(1988)4月25日

審査請求 未請求 (全 頁)

⑭ 考案の名称 血圧モニタ装置

⑮ 実 願 昭61-155312

⑯ 出 願 昭61(1986)10月9日

⑰ 考 案 者 高 津 平 和 愛知県春日井市中央台2丁目2番地の2

⑱ 考 案 者 中 島 秀 信 愛知県春日井市岩成台8丁目4番地の1

⑲ 出 願 人 株式会社 日本コーリ 愛知県小牧市村中1200番地4

ン

⑳ 代 理 人 弁理士 池田 治幸 外2名

明 細 書

1. 考案の名称

血圧モニタ装置

2. 実用新案登録請求の範囲

生体の一部を圧迫することにより発生する脈拍同期波の大きさの変化に基づいて血圧値を繰返し測定し且つ表示する血圧モニタ装置であって、

時刻を表す時間軸と前記血圧値の大きさを表す軸との二次元座標内において該血圧値をトレンド表示する表示手段を含むことを特徴とする血圧モニタ装置。

3. 考案の詳細な説明

技術分野

本考案は血圧モニタ装置の改良に関するものである。

従来技術

生体の血圧値は、通常、日内変動が大きく且つ投薬等によっても変化するため、たとえば入院患者等に対しては看護婦が一日3回程度血圧値を測定し且つ記録することが行われている。この場合

において、血圧値の監視を特に要する患者などにおいては血圧測定を頻繁に行わねばならず、看護婦の手間が著しく増大するため、血圧値を繰り返し測定し且つ表示する血圧モニタ装置が従来から考えられている。

考案が解決すべき問題点

しかしながら、かかる血圧モニタ装置において、繰り返し測定された各血圧値は、通常、その測定時刻と共に一定間隔で表示されるようになっているため、各血圧測定間の間隔が比較的長い場合、あるいは各血圧測定間の間隔が一定でない場合等においては、このような血圧測定データに基づいて時間の経過に伴う血圧値の変動状態を的確に把握することは必ずしも容易なものではなかった。

問題点を解決するための手段

本考案は以上の事情を背景にして為されたものであり、その要旨とするところは、生体の一部を圧迫することにより発生する脈拍同期波の大きさの変化に基づいて血圧値を繰り返し測定し且つ表示する血圧モニタ装置であって、時刻を表す時間軸

と前記血圧値の大きさを表す軸との二次元座標内にその血圧値をトレンド表示する表示手段を含むことにある。

作用および考案の効果

このようにすれば、繰り返し測定された血圧値が、表示手段により、時刻を表す軸と血圧値の大きさを表す軸との二次元座標内においてトレンド表示されるので、各血圧測定間の間隔に拘わらず、時間の経過に伴う血圧値の変動状態を従来に比べて一層容易且つ的確に把握し得る。

実施例

以下、本考案の一実施例を示す図面に基づいて詳細に説明する。

第1図において、10は被測定者の上腕部等に巻回されるゴム製袋状のカフである。カフ10には、圧力センサ12、空気ポンプ14、緩排気用の絞り16および電磁弁18、急排気用の電磁弁20が配管22を介してそれぞれ接続されている。圧力センサ12はカフ10内の圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路24および脈波弁別回路2

6にそれぞれ供給する。静圧弁別回路24はローパスフィルタを備えており、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力を表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器28を介してCPU30へ供給する。脈波弁別回路26はバンドパスフィルタを備えており、圧力信号SPに含まれる脈波を表す脈波信号SMを弁別してその脈波信号SMをA/D変換器28を介してCPU30へ供給する。この脈波は、本実施例の脈拍同期波を構成するものであって、被測定者の心拍に同期して発生するカフ10の圧力振動波である。

CPU30は、データバスラインを介してROM34、RAM36、VRAM37、表示器38、および出力インタフェース40と連結されており、ROM34に予め記憶されたプログラムに従ってRAM36の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行し、空気ポンプ14および電磁弁18、20を制御する。また、CPU30は、一連の血圧測定動作を実行することにより、脈波信号SMおよびカフ圧信号SKなどに基づいて最高血圧値、最低

血圧値、および平均血圧値をそれぞれ決定し、各血圧測定サイクル毎に V R A M 3 7 内に血圧値表示位置をそれぞれ記憶させることにより表示器 3 8 に各血圧値を数字表示させるとともにトレンド表示させる。V R A M 3 7 内には表示画面内の画素に対応した信号が記憶される。したがって、V R A M 3 7 内の信号を更新することにより表示が変更される。

以下、本実施例の作動を第 2 図のフローチャートに従って説明する。

電源が投入されると、ステップ S 1 の初期処理が実行されるとともに、ステップ 2 が実行されてタイマカウンタ T 1 の計数内容が予め定められた時間 A を越えたか否かが判断される。この時間 A は、各血圧測定サイクルの間隔を示すものであって、たとえば 5 乃至 3 0 分程度に設定される。ステップ S 2 の判断が否定された場合には、ステップ S 3 においてタイマカウンタ T 1 に 1 が加えられてその計数内容が前記時間 A に達するまでステップ S 2 および S 3 が繰り返し実行されるが、ス

ステップ S 2 の判断が肯定された場合には、続くステップ S 4 が実行されることにより、両電磁弁 18、20 が共に閉状態とされるとともに空気ポンプ 14 が駆動されて、カフ 10 内が昇圧させられる。次に、ステップ S 5 においては、カフ圧 P が、被測定者の最高血圧値よりも十分に高い圧力に予め設定された目標カフ圧 P m を超えたか否かが判断される。カフ圧 P が目標カフ圧 P m を未だ超えていないときにはステップ S 4 および S 5 が繰り返し実行されるが、カフ圧 P が目標カフ圧 P m を超えたときにはステップ S 6 が実行されることにより、空気ポンプ 14 が停止させられるとともに電磁弁 18 が開状態とされて、カフ 10 の緩やかな降圧が開始される。続いて、ステップ S 7 が実行されると、脈波弁別回路 26 により弁別された脈波信号 S M のサンプリングが開始されるとともに、ステップ S 8 が実行されて、脈波信号 S M が検出されたか否かが判断される。未だ脈波信号 S M が検出されない場合にはステップ S 7 および S 8 が繰り返し実行されるが、脈波信号 S M が検出

された場合にはステップ S 9 の血圧値決定ルーチンが実行される。この血圧値決定ルーチンにおいては、採取された脈波信号 S M およびカフ圧信号 S K などに基づいて最高血圧値および最低血圧値を決定するための良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムが実行され、これにより、最高血圧値および最低血圧値が決定される一方、これら最高血圧値および最低血圧値に基づいて平均血圧値が決定される。次いで、ステップ S 1 0 が実行されると、血圧測定が終了したか否かが判断され、終了していない場合にはステップ S 7 乃至 S 1 0 が繰り返し実行されるが、血圧測定が終了した場合には続くステップ S 1 1 が実行されて前記最高血圧値、最低血圧値、および平均血圧値が表示器 3 8 にそれぞれ数字表示（第 6 図参照）される。

次に、ステップ S 1 2 においては、第 3 図に示す血圧目盛決定ルーチンが実行される。先ず、ステップ S S 1 が実行されて今回の血圧測定が一回目の測定であるか否かが判断される。この判断が

公開実用 昭和63-62102

否定された場合には続くステップ S S 2 がスキップさせられるが、ステップ S S 1 の判断が肯定された場合にはステップ S S 2 が実行されて、たとえば第 4 図および第 5 図にそれぞれ示す予め定められた関係から初回の血圧値データに基づいて、表示器 3 8 に設けられる血圧値の大きさを表す軸（以下、血圧値軸という）の最大目盛および最小目盛に表示される血圧値、すなわち表示可能な目盛範囲が決定される。続くステップ S S 3 においては、測定された最高血圧値および最低血圧値が前記最大目盛および最小目盛の範囲内にあるか否かが判断される。初回の血圧測定時においては両血圧値は当然目盛範囲内にあるため、ステップ S S 3 の判断が肯定されて続くステップ S S 4 および S S 5 がスキップさせられるが、二回目以降の血圧測定時において今回測定された最高血圧値および最低血圧値のいずれか或いは両方が前記目盛範囲を越えてステップ S S 3 の判断が否定された場合には、続くステップ S S 4 が実行されて、第 4 図および第 5 図に示す前記予め定められた関係


に基づいて、V R A M 3 7 内に記憶されている最大目盛および／または最小目盛の各血圧値がそれぞれ更新される。次に、ステップ S S 5 が実行されることにより、更新された目盛範囲に基づいて、V R A M 3 7 内に記憶されている前回までの血圧値のトレンド表示位置が新たな血圧値軸に対応した位置に書き換えられる。

このようにして血圧目盛決定ルーチンの実行が終了した後、ステップ S 1 3 が実行されることにより、第 6 図に示すように、表示器 3 8 に設けられた時刻を表す軸（横軸）と前記血圧値軸（縦軸）との二次元座標内において、今回測定された最高血圧値、最低血圧値、および平均血圧値がそれぞれトレンド表示されるように、表示画素に対応した信号が V R A M 3 7 内に記憶される。したがって、本実施例においては、ステップ S 1 2、ステップ S 1 3、および表示器 3 8 が表示手段に相当する。この表示器 3 8 は、本実施例においては微小な画素の集合により表示面が構成されている液晶表示板にて構成されており、前記両軸には、

公開実用 昭和63—62102

第6図に示すように、縦軸に沿って血圧値が、横軸に沿って時刻がそれぞれ数字表示されている。

次に、ステップS 1 4 が実行されてタイマカウンタT 1 がクリアされるとともに、ステップS 1 5 が実行されることにより、タイマカウンタT 2 の計数内容が予め定められた測定期間Bを超えたか否かが判断される。このタイマカウンタT 2 は血圧を連続測定する経過時間を計数するものであって、上記期間Bはたとえば24時間に設定される。ステップS 1 5 の判断が否定された場合には、ステップS 1 6 が実行されてタイマカウンタT 2 に1が加えられるとともに、上記ステップS 2 以下が繰り返し実行されることにより、各血圧測定サイクル毎に最高血圧値、最低血圧値、平均血圧値が逐次更新されて表示器38に表示されるとともにそれら血圧値が表示器38に逐次トレンド表示される。ステップS 1 5 において、タイマカウンタT 2 が前記期間Bを超えたときには続くステップS 1 7 が実行されてタイマカウンタT 2 がクリアされた後、血圧測定が終了させられる。



このように、本実施例によれば、各血圧測定サイクル毎に測定された最高血圧値、最低血圧値、および平均血圧値が、表示器 38 の時刻軸と血圧値軸との二次元座標内において、各血圧値の測定時刻に対応する位置にトレンド表示されるとともに、その二次元座標の両軸には横軸に沿って時刻が表示され且つ縦軸に沿って血圧値が数字表示されているので、時間の経過に伴う各血圧値の変動状態が従来に比べて一層確実に認識される。

また、本実施例によれば、血圧測定サイクル毎に各血圧値が逐次トレンド表示されるので、比較的長時間に亘る連続的な血圧測定時において、血圧測定が最終的に完了するまで待つことなく現時点における各血圧値の変動状態を認識し得る効果がある。

また、本実施例によれば、測定された最高血圧値および最低血圧値が血圧値軸の初期の目盛範囲を越えた場合には、その時点で血圧値軸の目盛が更新されるとともにその更新された目盛に基づいて前回までの血圧値のトレンドが書き換えられる

公開実用 昭和63-62102

ように構成されているので、被測定者に応じた目盛範囲が設定されることとなり、これにより、トレンド表示された各血圧値の変動状態が一層明確となる利点がある。

また、本実施例によれば、各血圧値が血圧測定毎に逐次更新されつつ数字表示されるようになっているので、現時点での各血圧値をトレンド表示された血圧データから読み取ることなく容易に認識し得る利点がある。

なお、前述の実施例において、表示器38は液晶表示素子にて構成されているが、必ずしもその必要はなく、たとえば、発光ダイオード素子やCRT等にて構成されていても良い。

また、前述の実施例においては、各血圧測定サイクル毎に血圧値がトレンド表示されるように構成されているが、必ずしもその必要はなく、血圧測定期間Bが最終的に完了した後、各血圧値をトレンド表示するようにしても良い。

また、前述の実施例において、血圧目盛決定ルーチンのステップSS1およびSS2は必ずしも

必要なものではなく、電源の投入と同時に血圧値軸の目盛が予め定められた標準的な範囲にて表示されるように構成されている場合には、それらステップ S S 1 および S S 2 を削除しても良い。

また、前述の実施例においては、測定期間 B として 2 4 時間が採用されているが、1 2 時間あるいは 4 8 時間などの期間が採用されても良い。

また、前述の実施例においては、各血圧測定間の時間 A は一定となるように構成されているが、一定でなくても良い。

また、前述の実施例においては、最高血圧値、最低血圧値、および平均血圧値がそれぞれトレンド表示されているが、必ずしもその必要はなく、それら血圧値のうち何れか一つあるいは二つをトレンド表示するようにしても良い。

また、前述の実施例においては、時刻および血圧値が二次元座標両軸の横軸および縦軸に表示器 3 8 の画面上においてそれぞれ表示されるように構成されているが、必ずしもその必要はなく、表示器 3 8 のケーシング本体などに予め表示するよ

うに構成することも可能である。

また、前述の実施例において、各血圧値の数字表示は省略しても良いし、その数字表示に替えてあるいはそれに加えて各血圧値をヒストグラム表示するようにしても良い。

また、前述の実施例においては、脈波が検出される毎に血圧値決定ルーチンを実行する所謂リアルタイム処理にて血圧測定が行われているが、全ての脈波が検出された後に所謂バッチ処理にて血圧測定をするように構成しても良い。

また、前述の実施例においては、カフ10の降圧過程で血圧値を測定するように構成されているが、カフ10の昇圧過程で血圧値を測定しても良い。

また、前述の実施例において、脈拍同期波として脈波が用いられているが、コロトコフ音などであっても良い。

その他、本考案はその趣旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

4. 図面の簡単な説明

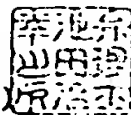
第1図は本考案の一実施例である血圧測定装置の構成を説明するブロック線図である。第2図は第1図の装置の作動を説明するためのフローチャートである。第3図は第2図の血圧目盛決定ルーチンを説明するためのフローチャートである。第4図および第5図は第3図のフローチャートにおいて用いられる関係をそれぞれ示す図である。第6図は第1図の表示器の一例を示す図であり且つその表示器における表示例を示す図である。

38：表示器

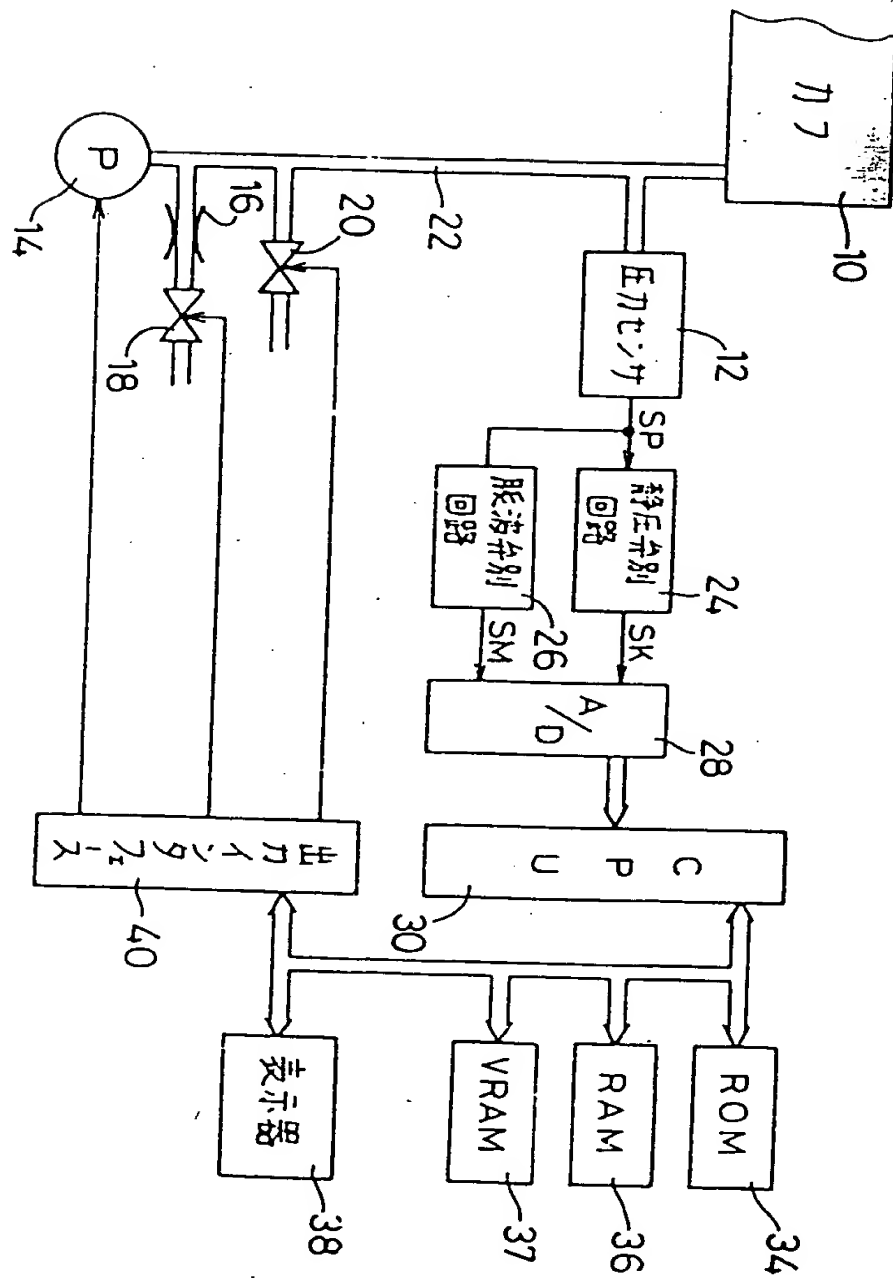
出願人 株式会社 日本コーリン

代理人 弁理士 池田治幸

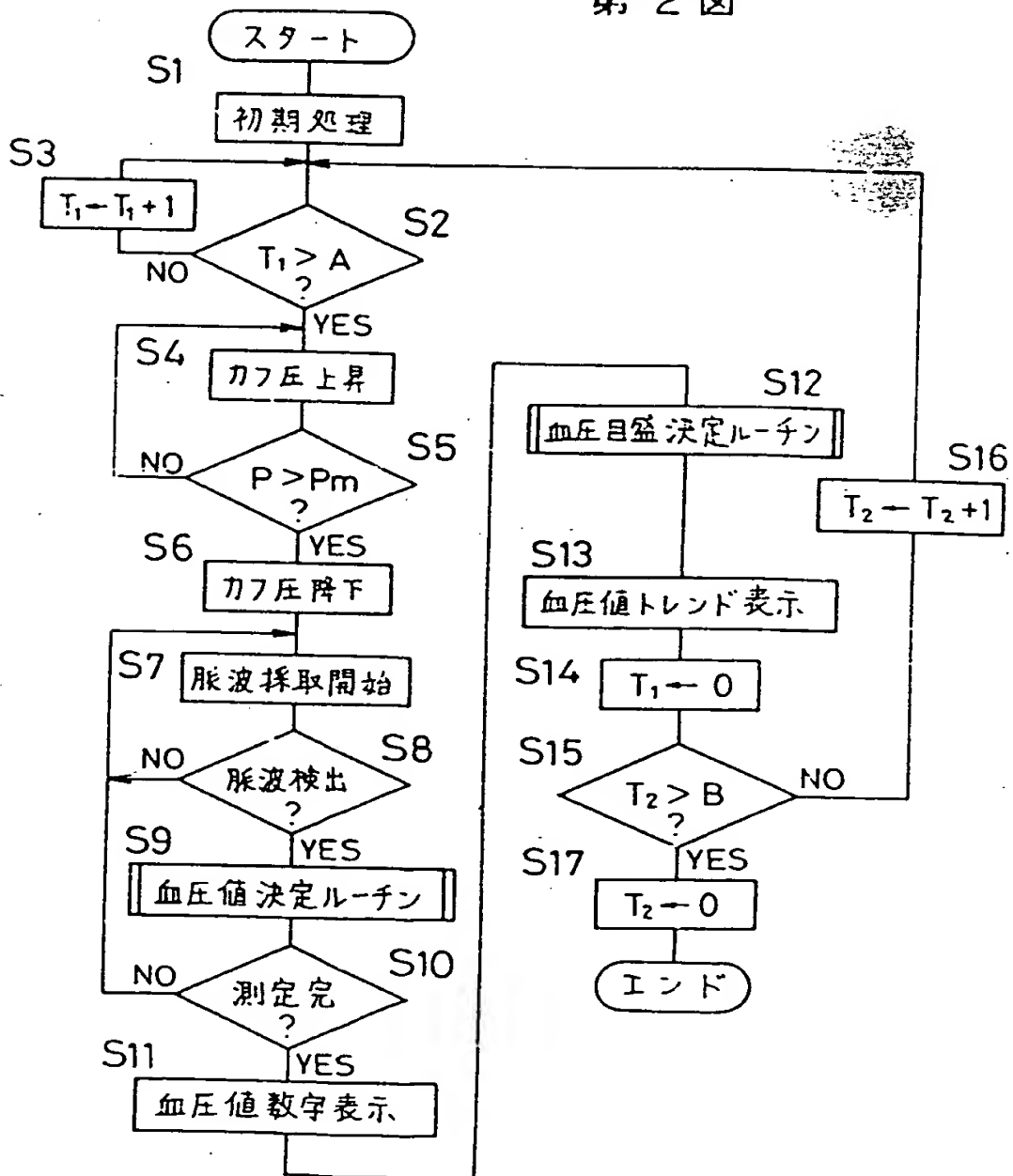
(ほか2名)



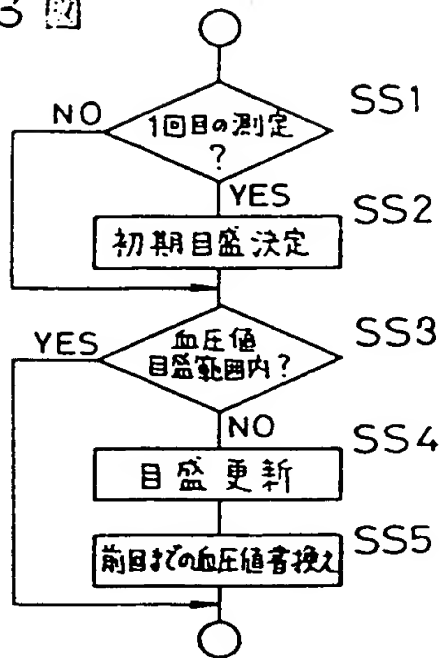
第1図



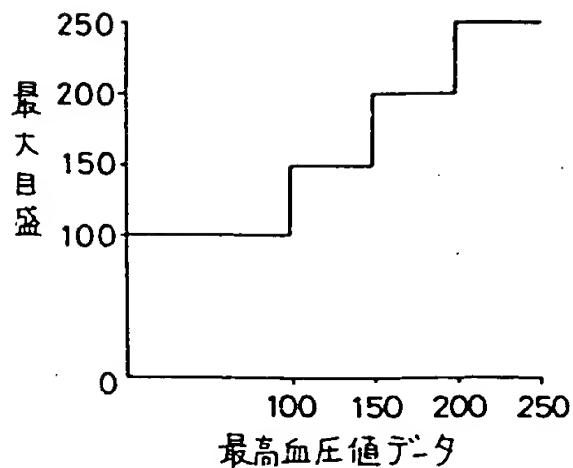
第 2 図



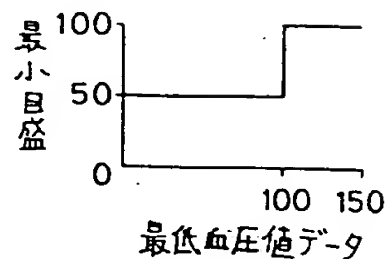
第 3 図



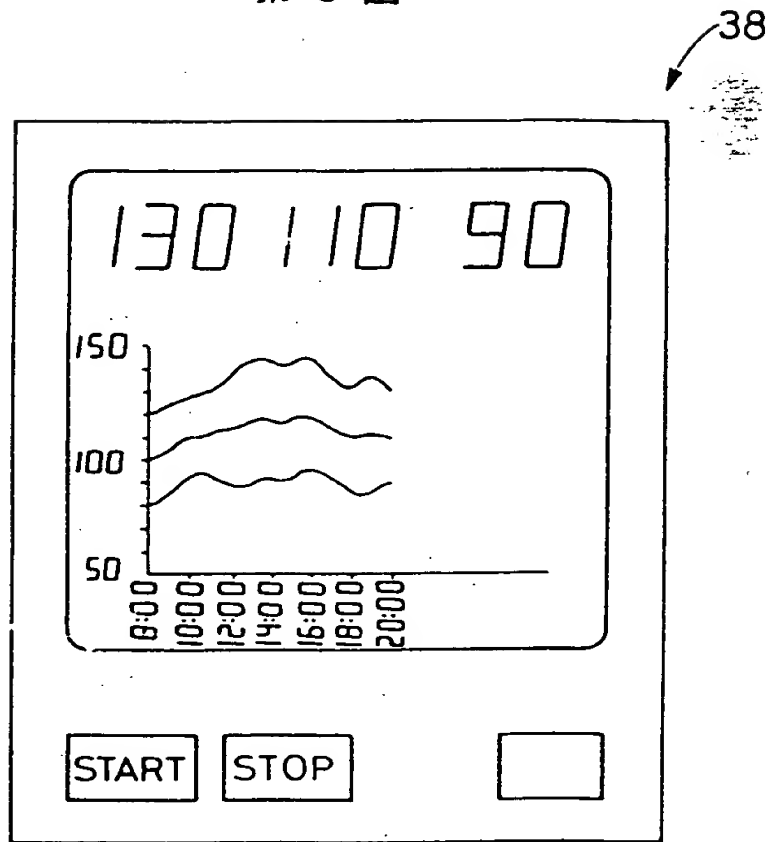
第 4 図



第 5 図



第 6 図



31

2102

出願人 株式会社日本コーリン
代理人 弁理士 池田 治 幸 (ほか2名)

後頁なし